NOTICE

SUR LES

TITRES ET TRAVAUX SCIENTIFIQUES

DU

DOCTEUR JEAN DUBOST



NOTICE

SUR LES

TITRES ET TRAVAUX SCIENTIFIQUES

DU

DOCTEUR JEAN DUBOST

TITRES ET FONCTIONS

I. — TITRES UNIVERSITAIRES

Doctorat en Médecine. Paris 1928 (Médaille d'argent).

Certificat de Radiologie et d'Electrologie médicales. Paris juillet 1928.

Admissible au concours d'Agrégation de Physique médicale (1936).

II. — FONCTIONS UNIVERSITAIRES

Moniteur aux travaux pratiques de Physique médicale à la Faculté de Médecine de Paris. 1924.

Préparateur du cours de Physique médicale à Paris, janvier 1928.

Assistant de Physique médicale à Paris de mai 1929 à juillet 1936.

III. — TITRES HOSPITALIERS

Assistant d'électro-radiologie des Hôpitaux de Paris, novembre 1928.

Médecin électro-radiologiste des Hôpitaux de Paris, mai 1935.

PUBLICATIONS

1. **Les rayons X en Pédiâtrie** (en collaboration avec M. Duhem). Revue générale publiéc dans la *Revue Française de Pédiâtrie,* Tome II, n°5, 1928.
2. **Excitation musculaire par dépolarisation électrique. Secousse de shunt** (en collaboration avec MM. Ph. Fabre et H. Desgrez). *C. R. de la Société de Biologie.* Séance du 5 février 1927, Tome XCVI, page 315.
3. **Des bases physiques de la radiothérapie.** Un volume chez Gauthier-Villars. Paris 1928.
4. **De la mesure de la conductibilité du corps humain en courants alternatifs de basse fréquence.** Thèse, Paris 1928.
5. **Une nouvelle méthode d'investigation de la conductibilité du corps humain.** *Journal de Radiologie,* Tome XII, n° du 11 novembre 1928.
6. **L'appareillage en électro-diagnostic.** *Revue d'Actinologie et de Physiothérapie.* 5e année, n° 3, mai-juin 1929, et 6e année, n° 2, mars-avril 1930.
7. **Oscillographie des courants utilisés en électro-diagnostic; modifications de leurs formes dues à la présence du corps humain** (en collaboration avec H. Desgrez). *Revue d'Actinologie et de Physiothérapie.* 5e année, n° 6, novembre-décembre 1929.

8. **L'ionisation et ses applications médicales** (en collaboration avec M. Duhem), un volume chez Gauthier-Villars, Paris 1930.

9. **Sur la résistance électrique du corps humain en courants alternatifs de basse fréquence.** *C. R. de la Société de Biologie,* Séance du 18 juillet 1931, Tome CVII, page 1439.

10. **Sur le déphasage des courants alternatifs de basse fréquence appliqués au corps humain.** *C. R. de la Société de Biologie,* Séance du 18 juillet 1931, Tome CVII, page 1441.

11. **Recherches sur la conductibilité électrique de la peau de grenouille en courant alternatif** (en collaboration avec M. le Professeur Strohl), *Journal de Radiologie,* Tome XV, n° 9, septembre 1931.

12. **Tumeurs pulmonaire et médullaire (sarcome probable) chez un enfant d'un an. Traitement radiothérapique efficace** (en collaboration avec M. Weill-Halle, Mlle C. Vogt et M. Duhem). *Bulletin de la Société de Pédiâtrie de Paris,* n° 8, octobre 1932, page 513.

13. **Tumeur surrénale diagnostiquée très précocement. Rétrocession par la radiothérapie** (en collaboration avec M. Apert). *Bulletin de la Société Médicale des Hôpitaux de Paris.* Séance du 4 novembre 1932, page 1421.

14. **Etude comparée de la conductibilité électrique de l'homme et du chien en courants alternatifs de diverses fréquences.** *C.R. de la Société de Biologie,* Séance du 21 janvier 1933, Tome CXII, page 243.

15. **Electrotonus par courant transversal sur le nerf** (en collaboration avec J. Audiat). *C. R. de la Société de Biologie,* Séance du 11 février 1933, Tome CXII, page 519.

16. **Forme réelle de la courbe des quantités vers les temps courts** (en collaboration avec J. Audiat). *C. R. de la Société de Biologie,* Séance du 7 mai 1933, Tome CXIII, page 177.

17. **Sur la conductibilité électrique de la peau du chien en courants alternatifs** (en collaboration avec E. Hadges). *C. R. de la Société de Biologie,* Séance du 15 février 1936, Tome CXXI, page 766.

18. **La climalyse et les courants progressifs** (en collaboration avec M. Duhem). *Archives d'électricité médicale,* décembre 1938.

19. **Conductibilité du corps humain en courants de haute et basse fréquence.** *Journal de Radiologie,* avril 1939.

20. **Etude de la courbe de climalyse chez l'homme.** Société de Biologie. Mai 1939.

ÉTUDE ANALYTIQUE DES PUBLICATIONS

I. — Conductibilité électrique des organismes vivants. (4, 5, 9, 10, 11, 14, 17, 19)

L'étude de la résistance électrique du corps humain a pris une importance d'ordre pratique depuis que les mesures modernes d'excitabilité neuro-musculaire, par la chronaxie, ont amené à faire passer dans l'organisme des courants de courte durée.

Les travaux de M. le Professeur Strohl avaient mis en évidence l'énorme importance de la polarisation interne du conducteur humain, ainsi que la constance de la résistance initiale.

Dans les mesures de chronaxie la polarisation vient modifier du tout au tout la phase d'établissement du courant. De même dans la diathermie il est utile de savoir dans quel cas l'onde de haute fréquence est assez rapide pour que la polarisation des tissus n'ait pas le temps de devenir notable.

Bien des points restaient à éclaircir. C'est pourquoi nous avons cherché à mettre au point une technique nouvelle. Nous nous sommes adressés aux courants alternatifs sinusoïdaux qui seuls ont une forme parfaitement définie; nous avons choisi des fréquences basses, dans la gamme des fréquences audibles, de façon à ne pas être trop gêné par les effets de capacité du corps par rapport au sol, et par la difficulté

d'établir des étalons de résistance de valeur bien définie en haute et moyenne fréquence. Enfin comme appareil de mesure nous avons utilisé un pont de Wheastone. Par cette méthode nous n'explorions pas un domaine très étendu, mais les chiffres étaient obtenus avec précision; de plus la mesure était relativement rapide, condition sine qua non de toute mesure effectuée sur un organisme vivant.

Quand le corps humain est parcouru par un courant alternatif, les capacités tissulaires mettent un certain temps à se charger, ainsi qu'à se décharger; il en résulte que la tension est en retard sur l'intensité. Autrement dit l'angle de phase φ est négatif. Le corps présente une réactance de capacité.

Le rapport entre la différence de potentiel aux bornes du sujet et l'intensité qui le parcourt prend le nom d' « impédance. »

Pour simplifier les calculs on a intérêt à utiliser la notation imaginaire qui fait intervenir un facteur $\mathcal{R}$ ou résistance imaginaire, ainsi appelée parce qu'elle contient le terme $j = \sqrt{-1}$. On a :

$$\mathcal{R} = a + bj$$

a est le terme réel de la résistance imaginaire;
b en est le terme imaginaire;
Enfin l'impédance est égale au module $Z = \sqrt{a^2 + b^2}$
La tangente de l'angle de phase est égale à l'argument $\operatorname{tg} \varphi = \frac{b}{a}$

Dans le cas du corps humain l'argument et le terme imaginaire sont négatifs.

Technique. Pont de Wheastone.

Le pont a deux branches fixes P et Q; ce sont des résistances ohmiques pures de 1.000 ohms chacune. Z est le corps humain; R est un conducteur formé d'une boîte de résistances sans self ni capacité, valant 1.111 ohms, et variable par ohm ou par 1/10e d'ohm, mise en série avec un condensateur au mica de 1,111 microfarad, dont la variation a été rendue continue par l'adjonction d'un condensateur variable à air de 10^{-9} farad en parallèle avec lui.

Un inverseur permet de mettre le conducteur en parallèle avec la boîte de résistance.

On sait qu'on a dans ces conditions, en considérant les résistances imaginaires : $\frac{\mathcal{P}}{\mathcal{R}} = \frac{\mathcal{L}}{\mathcal{Z}}$

$$\text{ou } \mathcal{R} = \mathcal{Z} \times \frac{\mathrm{P}}{\mathrm{Q}} \quad \text{ou } \mathcal{R} = \mathcal{Z}$$

Quand on a l'extinction du téléphone, le conducteur R et le corps humain ont même impédance Z et même angle de phase φ.

Oscillateur

La source de courants alternatifs est un oscillateur à lampe triode, à couplage mixte, montage Hartley.

La self du circuit oscillant comprend 6.000 spires bobinées sur un noyau rectiligne de fer doux.

La capacité d'accord peut varier de 1.10^{-9} à 40.10^{-9} farads. On dispose ainsi d'une gamme de dix fréquences s'échelonnant entre 600 et 3.500 environ.

La lampe oscillatrice est reliée au pont par un étage de couplage, dont le but est d'éviter que les modifica-

tions de débit du pont viennent modifier la fréquence des courants émis par l'oscillateur. Enfin un transformateur de rapport 1, à circuit écran mis à la terre, placé entre la plaque de la lampe de couplage et le pont, équilibre les capacités par rapport au sol des différentes branches du pont.

Amplificateur téléphonique

Tout courant un peu intense passant dans le corps humain y produit une baisse de la résistance. Il était donc indispensable de n'admettre dans le corps humain qu'une intensité très faible. C'est pourquoi, pour augmenter néanmoins la précision des mesures, nous avons placé sur la diagonale d'écoute du pont un amplificateur de basse fréquence comportant quatre lampes. Le téléphone se trouve sur la plaque de la dernière lampe.

Electrodes

Un fait qui se dégage nettement des mesures effectuées sur le corps humain par cette méthode est la grande influence des mouvements du sujet sur la valeur de l'impédance. Il faut donc utiliser des électrodes très bien fixées sur un sujet absolument immobile. Nous avons construit des électrodes en ébonite creuses. Dans le fond est une plaque d'argent que nous chlorurons électrolytiquement avant chaque expérience. La cavité est remplie de tampons d'amiante imbibés d'une solution de chlorure de sodium de titre variable. Elles sont tenues en place par une sangle percée d'un trou dans lequel passe la borne.

Nous disposons ainsi d'électrodes de surface bien définie, et d'une fixité suffisante.

Ces électrodes ne sont pas absolument impolarisables; mais en prenant la précaution de les chlorurer avant chaque série de mesures, leur polarisation reste faible, ainsi d'ailleurs que leur résistance.

Mesure de la fréquence

Nous avons utilisé une méthode purement électrique. Dans le pont de Wheastone nous mettons à la place du corps humain un circuit composé d'une résistance sans self ni capacité en parallèle avec un condensateur K. Les résistances imaginaires des deux branches Z et Z' sont égales. On a donc :

$$\left(R - \frac{j}{K\omega}\right)\left(\frac{1}{r} - \frac{k\omega}{j}\right) = 1$$

En égalant les parties réelles puis les parties imaginaires, on obtient : $f = \frac{1}{2\pi\sqrt{KRkr}}$ expression qui donne la fréquence, et $\frac{R}{r} + \frac{k}{K} = 1$ qui permet de vérifier la qualité des étalons.

L'erreur relative est toujours inférieure à 1 %.

Mesure de l'intensité du courant utilisé

Cette intensité est toujours faible, donc assez difficile à mesurer.

Pour le faire nous avons substitué au corps humain un conducteur résistant sans self, de même impédance que lui. On chargeait par l'intermédiaire d'une soupape électronique, un condensateur C à la diffé-

rence de potentiel maxima aux bornes d'une résistance de 1.000 ohms. On mesurait ensuite le voltage de charge du condensateur par une méthode d'opposition à l'aide d'un galvanomètre balistique. Il fallait tenir compte de ce que les caractéristiques des kénotrons ne passent pas par l'origine, ce qui faisait intervenir une petite correction.

Les courants utilisés se sont toujours trouvés inférieurs au milliampère, variant de 0.40 à 0.80 milliampère.

Résultats expérimentaux

Comme exemple prenons l'expérience n° 52, que nous avons relatée tout au long dans notre thèse.

TABLEAU DE L'EXPÉRIENCE N° 52

Plots	f	K farads	R ohms	$-\frac{1}{K\omega}$ ohms	Z ohms	tg φ
1	2561	$113{,}10^{-9}$	808	— 554	977	— 0,69
2	2245	115	826	— 617	1031	— 0,75
3	1990	117,5	850	— 681	1089	— 0,80
4	1756	120	873	— 755	1155	— 0,87
5	1439	125	925	— 805	1280	— 0,96
7	1061	130	1037	—1154	1555	— 0,11
9	715	141	1245	—1580	2011	— 1,27
7	1061	131	1039	—1172	1546	— 1,10
5	1439	122	935	— 907	1301	— 0,97
4	1756	117	900	— 775	1187	— 0,86
3	1990	114,5	878	— 699	1122	— 0,80
2	2245	112	857	— 633	1065	— 0,74
1	2561	109,5	834	— 566	1008	— 0,68

Electrodes de 12,5 cmq appliquées sur la face dorsale de chaque poignet. Résistance apparente en courant continu pour 0,5 milliampère: 18.000 ohms. Les mesures ont porté sur sept fréquences. Pour chaque

fréquence le corps humain fut équilibré à l'aide d'un condensateur K en série avec la résistance R, suivant le Tableau ci-dessus, d'après lequel on a tracé les courbes qui figurent dans ma thèse.

On voit que le terme réel R et le terme imaginaire $-\frac{1}{K\omega}$ diminuent tous deux quand la fréquence augmente. On voit aussi que le passage du courant augmente l'impédance et diminue la valeur absolue de l'angle de phase. Ces quelques mesures montrent la valeur élevée de l'argument ; φ est ici de l'ordre de 50 grades.

Schéma équivalent au corps humain

On admet qu'en gros le corps humain est électriquement équivalent à une résistance ρ mise en série avec une autre résistance r qui est shuntée par une capacité C. La résistance initiale est alors égale à ρ; et la résistance en courant continu est égale à $r+\rho$.

En réalité ce schéma ne rend pas compte de certaines particularités. Par exemple M. le Professeur Strohl a montré que la polarisation n'était pas proportionnelle au voltage; or dans ce schéma la force contre-électromotrice de polarisation n'est autre que le potentiel de charge du condensateur C; elle doit donc être proportionnelle à la différence de potentiel aux bornes du corps humain. On doit alors admettre de plus que cette résistance r varie avec le voltage.

Certains auteurs ont pensé que cette capacité C n'était pas de nature électrostatique, mais qu'elle était analogue à la capacité de polarisation que présentent des lames métalliques plongées dans un électrolyte.

L'analogie est vraiment trop lointaine pour être fructueuse. Tout ce que nous savons c'est qu'en de nombreux points du corps humain nous voyons des éléments mauvais conducteurs séparant deux milieux bons conducteurs, et créant de ce fait des capacités. Ainsi la couche cornée de la peau sépare le derme du liquide de l'électrode; ce condensateur est souvent le plus important à considérer.

Nous verrons plus loin que cette méthode nous permet d'évaluer la résistance initiale ρ . Pour chaque fréquence nous pouvons donc calculer les éléments r et c du schéma équivalent. Les chiffres trouvés pour c ne varient guère ; en admettant ρ = 725 ohms, c passe de $110{,}7.10^{-9}$ pour une fréquence de 2.561 à une valeur de $127{,}2.10^{-9}$ pour une fréquence de 715. Mais les chiffres trouvés pour la résistance r passent de 3.730 ohms à 5.315 ohms dans les mêmes conditions de fréquence. Voici une résistance bien élastique ! Si l'on considère de plus qu'en courant continu la résistance apparente atteint 18.000 ohms, on doit admettre que r en courant continu est supérieur à 17.000 ohms. On voit par ce seul exemple que le schéma à trois constantes est incapable de rendre compte des faits que nous avons observés.

D'ailleurs M. le Professeur Strohl était arrivé à un résultat analogue par une autre méthode plus simple, mais qui ne permettait pas de mesurer l'écart entre le schéma et le corps humain. Dans un pont alimenté par du courant interrompu par un buzzer, il tentait d'équilibrer le corps humain avec un schéma à trois constantes. Or si l'on pouvait obtenir un minimum au téléphone, on ne pouvait pas obtenir de

zéro. Ce fait s'explique aisément; l'onde rectangulaire donnée par le buzzer peut être décomposée en une série de Fourier. Pour obtenir l'extinction au téléphone il faut que le pont soit équilibré non seulement pour la fréquence fondamentale, mais aussi pour tous les harmoniques. Or nos mesures ont montré que le schéma équivalent variait avec la fréquence. On ne peut donc équilibrer le corps humain à la fois pour toutes les fréquences d'une onde complexe, avec un schéma à trois constantes.

Certains auteurs ont pensé se rapprocher un peu plus des caractères du corps humain, en proposant un schéma à cinq constantes. Mais il s'agit là d'un artifice mathématique qui ne repose sur aucune constatation anatomique et qui ne peut se montrer d'aucune fécondité pour l'objet de nos recherches.

Mesure de la résistance initiale

La résistance initiale est la résistance que présente le corps humain au début du passage du courant, avant que la polarisation n'ait apparu, c'est-à-dire avant que les condensateurs tissulaires aient eu le temps de se charger. A ce moment il n'y a chute de potentiel que dans les éléments de résistance non shuntés par des capacités. La résistance initiale est donc le seul élément dont l'impédance ne varie pas avec la fréquence. Et puisque le terme imaginaire diminue avec la fréquence, on peut dire que la résistance initiale est égale à la limite vers laquelle tend le terme réel de l'impédance quand la fréquence devient très grande, et qu'alors la réactance des éléments de résistance shuntés est devenue nulle ou négligeable.

On peut déterminer graphiquement cette limite en traçant la courbe du terme réel R en fonction de l'inverse du carré de la période. Cette extrapolation est aisée, et dans l'exemple cité plus haut donne une valeur de 725 ohms d'une manière assez précise. Il n'en est d'ailleurs pas de même dans le cas d'électrodes de très faible surface. L'extrapolation est trop vague pour pouvoir donner des renseignements utiles. Il faut donc, pour que cette méthode soit fructueuse, utiliser des électrodes n'ayant pas moins de 2,4 cmq de surface.

Etude de la résistance initiale

La résistance initiale semble être le facteur qui, dans le conducteur humain, possède la plus grande fixité. La résistance apparente en courant continu, ou l'impédance en courant alternatif varient d'un moment à l'autre. Dans l'expérience n° 52, la résistance apparente en courant continu qui était de 18.000 ohms au début des mesures, était tombée à 15.000 après la septième mesure, et à 13.000 ohms seulement à la fin de l'expérience. Pourtant les trois courbes (d'aller, de retour, et moyenne) donnent en extrapolant la même valeur de 725 ohms. Nous avons mesuré la résistance initiale après plusieurs jours ou plusieurs semaines; on retombe exactement sur les mêmes valeurs. Il est indispensable d'ailleurs pour ces mesures, de repérer très soigneusement la place des électrodes, et même la position du sujet lors de la mesure.

Variation de la résistance initiale en fonction de la surface des électrodes

La résistance initiale diminue régulièrement quand on augmente la surface des électrodes ainsi qu'en témoignent les Tableaux suivants: Mais elle n'est pas inversement proportionnelle à la surface des électrodes. On peut considérer que la résistance initiale totale comprend la résistance initiale du segment du membre interposé, et la résistance initiale des tissus sous-jacents aux électrodes. Le premier terme ne variera que peu, tandis que le second doit être inversement proportionnel à la surface de l'électrode. Autrement dit la conductance initiale varierait linéairement avec la surface des électrodes; la droite ne passant pas par zéro. C'est ce que nous avons pu vérifier d'une façon assez grossière mais nette néanmoins.

Enfin quand on éloigne les électrodes la résistance initiale augmente, ainsi qu'on peut s'en rendre compte sur le Tableau suivant, ou l'écart entre les électrodes augmente de la position I à la position IV.

TABLEAU

Surface des électrodes en cmq	Résistance initiale en ohms			
	Pos. I	Pos. II	Pos. III	Pos. IV
2,5	570	720	820	1120
5	305	365	455	705
		385	455	
8	200	310	420	640
		300	330	
12,5	165	215	335	595

Mesure de la polarisation

Connaissant la résistance initiale et la résistance

apparente en courant continu, rien n'est plus facile que de calculer la polarisation P. On a en effet :

$$P = \frac{r}{\rho + r}$$

Nous savons que le facteur r est égal à la différence entre la résistance apparente et la résistance initiale. Les chiffres que nous avons ainsi trouvés oscillaient entre 0,900 et 0,995. Autrement dit la polarisation est égale aux 95 centimètres de la différence de potentiel appliquée au corps humain. Nous retrouvons bien ainsi les valeurs indiquées par M. le Professeur Strohl.

Nouvelles recherches sur la résistance électrique du corps humain

D'importantes modifications dans notre appareillage nous permirent ultérieurement d'analyser plus finement les phénomènes déjà étudiés.

La gamme des fréquences données par l'oscillateur fut considérablement augmentée. La self d'accord fut rendue variable, et l'on modifia les capacités d'accord. Nous avons alors disposé d'une gamme de fréquences allant de 450 à 9.000 par seconde, ce qui était à la limite de ce que notre téléphone pouvait utilement nous déceler.

L'amplificateur téléphonique est remplacé par une lampe Loewe triple qui amplifie mieux les sons aigüs que peut maintenant donner notre oscillateur.

Pour la mesure de l'intensité, nous supprimons le montage à condensateur et à diode, et nous mesurons la différence de potentiel aux bornes d'une résistance

de 10.000 ohms mise en série avec le pont, à l'aide d'un électromètre de Lindemann utilisant le montage idiostatique.

Les électrodes sont remplies non de tampons d'amiante qui étaient trop résistants et avec lesquels on n'était jamais très sûr de la concentration en NaCl, mais avec de simples tampons de coton hydrophile.

Dans un dernier temps nos électrodes furent munies d'ajutages qui permettaient, sans les déplacer, de changer la concentration du chlorure de sodium qui assure le contact entre la peau et la plaque d'argent chloruré.

Avec ce nouveau matériel nous avons pu vérifier avec précision que l'impédance augmentait bien avec l'éloignement des électrodes, et en raison inverse de leur surface.

L'angle de phase s'est aussi montré d'autant plus grand que les électrodes étaient plus rapprochées, et la surface des électrodes plus faible.

Enfin les courbes nous ont montré que l'angle de phase présente un maximum pour une fréquence d'autant plus faible que la surface de l'électrode est plus grande.

Ces résultats confirment bien qu'il sied de distinguer la peau élément très polarisable, du reste des tissus interposés qui, fort peu polarisables, représentent une résistance qui n'est presque pas shuntée par dcs capacités.

On voit donc que pour obtenir un faible déphasage, il convient d'employer des électrodes de grande sur-

face, et de les éloigner le plus possible l'une de l'autre.

Influence de la concentration du chlorure de sodium

Mais un fait nouveau a retenu notre attention. La concentration du chlorure de sodium baignant la peau a une certaine influence sur les éléments de l'impédance du corps humain.

Nous avons donc mesuré l'angle de phase pour toute une série de fréquences, et nous avons recommencé ces mesures en faisant varier la concentration du chlorure de sodium grâce à nos électrodes à ajutages latéraux.

L'angle de phase augmente depuis l'eau distillée jusqu'à la concentration de 9 pour mille en NaCl; puis il diminue ensuite quand on continue d'augmenter la concentration.

De plus le maximum de l'angle de phase en fonction de la fréquence a lieu pour une fréquence d'autant plus élevée que la concentration de la solution de NaCl au contact de la peau est plus grande.

Recherches sur la conductibilité de la peau de grenouille

Ces faits difficiles à expliquer pour le moment, devaient nous conduire à d'utiles recherches. M. le Professeur Strohl avait fait remarquer que dans la peau se trouvent en parallèle deux circuits absolument distincts; d'une part la couche cornée, très résistante ayant une certaine polarisation, et d'autre part les canaux glandulaires très conducteurs, éléments

très polarisables. Il y a donc deux circuits de constante de temps très différente. Il fut conduit à proposer comme schéma équivalent au corps humain, un circuit dont la complexité apparente rendait compte de l'existence des canaux glandulaires ayant des caractéristiques électriques très différentes de celles du reste de la peau. Nous avons alors décidé d'étudier comparativement des peaux très différentes.

La première étudiée fut la peau de grenouille.

Neumann et Kruger avaient tracé la courbe obtenue en portant en ordonnées le terme réel de l'impédance et en abcisses le produit de la fréquence n par le coefficient de self induction L d'un enroulement qui, mis en série avec le tissu étudié, compense le déphasage produit par les capacités de polarisation. Ils avaient montré qu'on obtenait des droites chaque fois qu'on avait à faire à des capacités de diffusion.

Hozawa et Lullies avaient trouvé que cette courbe était loin d'être une droite; elle présentait des inflexions ou des rebroussements. Et M. le Professeur Strohl pensait que c'était l'inégale constante de temps des deux branches considérées dans la peau, qui était responsable de ces rebroussements.

Nos recherches portèrent donc sur la grenouille. Le plus souvent elle fut curarisée, pour que l'immobilité soit complète, et qu'il n'y ait aucun réflexe vaso-moteur qui vienne modifier les constantes électriques de la peau. Quelquefois nous nous contentâmes de détruire le cerveau et la moelle.

La grenouille était placée sur un bâti où l'on pouvait la serrer entre deux électrodes du même type que celles qui nous avaient servi jusque-là.

De nombreuses mesures pratiquées en faisant varier bien des facteurs et surtout la concentration de NaCl aux électrodes, nous permirent d'obtenir toute une série de courbes présentant des inflexions et des rebroussements, comme on le voit dans les courbes que nous avons publiées. Dans ces courbes nous avons porté en abcisses le terme $\frac{1}{k\omega}$. Il est facile de démontrer que le produit nL prend la forme suivante en fonction de la fréquence et de la capacité qui donne l'extinction au pont :

$$n\,L = \frac{1}{4\,\pi^2\,n\,c}$$

Enfin opérant sur la peau de grenouille séparée du corps, nous avons également obtenu des courbes comparables. Ces expériences ont prouvé que l'hypothèse selon laquelle les capacités de polarisation seraient de simples capacités de diffusion, ne cadre pas avec les faits; et que l'hypothèse de l'existence de deux circuits de constante de temps différente dans la peau, semble être un guide beaucoup plus satisfaisant pour l'étude des propriétés électriques des tissus.

Recherches sur la conductibilité électrique de la peau du chien

Il nous a paru alors très intéressant d'étudier une peau qui n'aurait que peu de tubes glandulaires. La peau du chien a des glandes sébacées; mais elle ne possède pas de glandes sudoripares. La matière sébacée étant très résistante, on peut considérer en gros la peau du chien comme dépourvue de glandes.

Jusqu'ici nous n'avions obtenu que des tronçons de

courbes; et ce qui nous intéressait c'était d'avoir la courbe sinon en entier, du moins en grande partie. C'est pourquoi nous avons mis au point une méthode qui nous permet de faire des mesures non seulement en basse fréquence, mais aussi en moyenne et en haute fréquence.

Cette méthode, que nous avons décrite dernièrement dans le *Journal de Radiologie,* consiste essentiellement à composer à l'aide de l'oscillographe cathodique de Dufour, deux vecteurs: l'un proportionnel à l'intensité qui parcourt le sujet, et l'autre proportionnel à la différence de potentiel aux bornes du conducteur étudié. On obtient de la sorte une ellipse de Lissajous qui permet de calculer l'impédance et l'angle de phase, ou ce qui revient au même, la valeur de son terme réel et celle de son terme imaginaire.

Le générateur de moyenne fréquence était un oscillateur à lampes d'Amiot; et celui de haute fréquence un appareil de diathermie à lampes.

Les différences de potentiel que l'on a ainsi à inscrire sont de trop faible amplitude pour dévier notablement le faisceau cathodique; il est donc nécessaire de les amplifier en utilisant des lampes amplificatrices de grosse puissance.

Nous avons fait des mesures d'abord chez l'homme, puis sur le chien.

Deux électrodes en argent chloruré de 12,5 cmq de surface, remplies d'une solution de chlorure de sodium à 0,6 %, sont appliquées sur la jambe, l'une à la partie inférieure du mollet, l'autre au-dessus du genou. Pour étudier comparativement la peau du chien, nous avons appliqué ces deux mêmes électrodes sur cet

animal; l'une sur la peau soigneusement tondue de l'épaule, l'autre sur la cuissc également tondue. La distance entre électrodes était sensiblement la même dans les deux cas. La résistance en courant continu, pour une intensité de deux milliampères, était pour l'homme de 5.750 ohms et pour le chien de 6.250 ohms. Les mesures ont porté sur des fréquences s'échelonnant de 425 à 1.071.000. Voici les différences que nous avons pu constater entre le Chien et l'Homme :

1° Le maximum de déphasage a lieu pour le chien pour une fréquence de 2.000; et pour l'homme pour une fréquence de 600.

2° La valeur maxima du déphasage est de 1,3 pour le chien et 2,5 pour l'homme.

3° Alors que les résistances en courant continu et en haute fréquence sont du même ordre de grandeur chez l'Homme et chez le chien, en moyenne fréquence les impédances sont plus élevées chez le chien (près du double pour une fréquence de 10.000).

4° Chez l'homme le déphasage est déjà nul pour une fréquence de 500.000, et chez le chien, pour une fréquence de 1.000.000, le déphasage est très faible, mais encore mesurable.

Nous avons repris plus tard cette technique et nous avons tracé la courbe du terme réel en fonction de l'argument. Nous avons pu nous assurer que chez le chien cette courbe ne présentait aucune inflexion, encore bien moins de rebroussement.

Si l'on considère les différences de structure histologique qui existent entre la peau de l'homme et la peau du chien, on voit que ces particularités peuvent aisément s'expliquer. Outre l'absence de glandes

sudoripares, la peau du chien a la particularité d'avoir une couche cornée toujours moins épaisse que chez l'homme (25 μ pour le chien contre 50 μ pour l'homme). D'ailleurs chez ce dernier la couche cornée, qui n'est pas protégée par la fourrure comme chez la plupart des mammifères, atteint une consistance beaucoup plus dure que chez le chien. Toujours est-il que, au point de vue électrique, la peau du chien se comporte comme une résistance ohmique due à la couche cornée, shuntée par une capacité due au condensateur formé par cette même couche cornée séparant deux milieux bons conducteurs qui sont : l'électrode d'une part, et le derme d'autre part.

Chez l'Homme la couche cornée sera plus résistante, d'abord parce qu'elle est plus épaisse, ensuite parce qu'elle est plus dense. Mais sa résistance sera shuntée par la faible résistance des canaux glandulaires. Nos mesures ont montré qu'il y avait compensation et que la résistance en courant continu est à peu près la même pour l'homme et pour le chien. La capacité due à la couche cornée de l'Homme sera plus faible puisque le diélectrique est plus épais; mais cette capacité sera également shuntée par les capacités introduites par les cul-de-sac glandulaires, de sorte que la capacité résultante doit être plus grande que chez le chien. Nous observons en effet que ces capacités donnent un déphasage plus grand en moyenne fréquence, et que, pour 500.000 périodes, elles n'offrent plus au passage du courant qu'une réactance nulle : le déphasage est nul, et l'impédance ne diminue plus quand la fréquence augmente.

II. — Recherches sur l'excitabilité électrique.
(2, 7, 15, 16, 18, 20)

Excitation musculaire par dépolarisation électrique. Secousse de shunt.

Un courant continu traversant l'organisme s'annule brusquement dès que l'on réunit les électrodes par un conducteur de faible résistance (shunt). Dans ce cas les charges électriques qui s'étaient déposées dans l'intimité des tissus et principalement dans les couches cutanées, se recombinent en passant par le shunt où elles créent un courant très intense et très bref.

Ce courant peut être assez intense pour produire une excitation électrique du muscle, alors même que le courant polarisant était très faible, sous-liminaire.

Si l'on place les électrodes comme pour un électrodiagnostic classique, l'électrode excitatrice reliée au pôle positif, et le courant étant sous-liminaire, on peut obtenir, en fermant la clef de shunt, une contraction musculaire.

Il faut employer l'anode comme électrode excitatrice car le courant de dépolarisation étant de sens inverse au courant polarisant, cette électrode excitatrice devient cathode quand on ferme la clef de shunt.

Les intensités polarisantes nécessaires pour obtenir la secousse de shunt sont souvent très faibles comme le montre le tableau suivant :

BICEPS GAUCHE - électrode de 5 cmq de surface

	I Seuil en milli-ampères ferm. cathodes	Rapport $\frac{I}{I'}$	I' Seuil en milli-ampères shunt anode
Sujet N° 1..	0,5	12	0,04
Sujet N° 2..	1,4	1,7	0,3
Sujet N° 3..	1,1	11	0,1

Nous n'avons pu mettre en évidence cette prépondérance de la secousse de shunt sur les autres secousses, que sur les muscles du groupe chronaxique du biceps. Peut-être les autres groupes musculaires ont-ils une chronaxie trop élevée.

Si l'on met une résistance élevée (10.000 ohms) dans le circuit de shunt, la contraction de shunt est très diminuée; d'ailleurs chez les obèses, ou le tissu sous-cutané est très résistant, nous n'avons pas observé de prépondérance de la secousse de shunt sur les autres secousses, même sur le biceps.

Ce phénomène s'observe aussi avec des courants polarisants de faible durée (1/1.000e de seconde) donnés par un égersimètre; le seuil étant d'autant plus élevé que la durée du courant polarisant est plus brève.

Oscillographie des courants utilisés en électro-diagnostic. Modifications de leur forme dues à la présence du corps humain

La polarisation interne du corps humain mise en évidence et étudiée par M. le Professeur Strohl, a de grosses répercussions sur la forme des courants utilisés en électro-diagnostic. Les mesures d'excitabilité sont donc faussées par l'existence de la polarisation.

L'oscillographe cathodique de Dufour nous a permis d'enregistrer directement la forme de ces courants. Une lampe à grille-écran permettait d'amplifier la force électro-motrice aux bornes d'une faible résistance sans self ni capacité mise en série avec le corps humain. Cette technique évite toute déformation du courant due à la self des appareils de mesure ou d'inscription.

Courant galvanique. — En l'absence du corps humain, c'est-à-dire la source débitant sur une résistance ohmique pure, l'onde galvanique est une onde rigoureusement rectangulaire. Mais lorsque la source débite sur le corps humain, l'intensité monte instantanément à une valeur très forte; à mesure que les condensateurs tissulaires se chargent, il apparaît des forces contre-électromotrices de polarisation, et l'intensité diminue pour atteindre asymptotiquement une valeur constante, suivant une courbe d'allure exponentielle.

Nous avons également étudié le cas où le corps humain est shunté par une résistance de quelques milliers d'ohms, comme on le voit dans certains schémas de mesure de chronaxie. L'allure de la courbe est la même; mais de plus à l'ouverture du courant les capacités de polarisation du corps humain se déchargent dans le shunt donnant ainsi une onde inverse.

Décharges de condensateurs. — L'apparition de la force contre-électromotrice venant de s'ajouter à la décharge du condensateur, nous obtenons des courbes qui ne sont plus exponentielles; ces décharges sont beaucoup plus brusques. Lorsque le corps humain est

shunté, on voit à la fin de la décharge une onde négative qui revient lentement au zéro.

Ondes faradiques. — Avec les bobines à fil fin ccs inscriptions ont mis en évidence que l'onde faradique était souvent oscillante. La self-induction de la bobine et la capacité tissulaire du corps humain forment un circuit oscillant qui est plus ou moins amorti suivant la valeur des résistances du circuit.

Avec la bobine à gros fil, les courbes présentent toujours de nombreux accidents dûs à des irrégularités dans la rupture du circuit primaire. La présencc du corps humain rend cette onde diphasique; l'onde inverse étant en général presquc du même ordre de grandeur que l'onde directe.

Ces tracés montrent donc l'énorme influencc que jouent les capacités de polarisation du corps humain, en venant modifier du tout au tout la forme dcs courants électriques utilisés en électro-diagnostic.

Electrotonus par courant transversal sur le nerf

Un sciatique de grenouille plongé dans une cuve remplie de sérum physiologique présente des variations de rhéobase et de chronaxies (variations inverses) lorsque la cuve est parcourue par un courant continu. C'est un cas un pcu particulier de l'électrotonus classique de Pflüger.

Nous avons vérifié expérimentalement que dans ce cas le signe de l'électrotonus produit, dépendait seulement de la position géométrique du nerf par rapport aux lignes de force du courant polarisant. Quand ces lignes de force entrent dans le nerf par la cathode

excitatrice, nous observons un anélectrotonus, comme c'est le cas pour la position 1. Quand les lignes de force du courant polarisant sortent par la cathode excitatrice, nous observons un catélectrotonus, comme dans la position 2.

	Position I		Position II	
	Rhéobase	Chronaxie	Rhéobase	Chronaxie
Sans courant polarisant	49	50.10^{-6}	48	51.10^{-6}
Avec courant polarisant	120	26	34	70
Avec courant polarisant	120	26	40	61
Sans courant polarisant	40	54	56	43
Sans courant polarisant	40	52	54	—

Lorsque les lignes de force du courant polarisant entrent par une extrémitédu nerf et sortent par l'autre, si la cathode excitatrice est au milieu, on se trouve dans le cas du point neutre de l'électrotonus de Pflüger. Si la cathode excitatrice est plus près de la cathode polarisante, on observe un catélectrotonus ; cathode polarisante, on observe un cathélectrotonus ;

Il résulte donc de ces mesures que c'est seulement la composante longitudinale dans le nerf, du courant polarisant qui agit; et qu'on ne peut mettre en évidence un électrotonus purement transversal.

Forme réelle de la courbe des quantités vers les temps courts

Certains auteurs allemands étudiant l'excitabilité musculaire notamment de la grenouille, avaient cru remarquer que la courbe des quantités liminaires en fonction du temps de passage du courant, ne s'infléchissait pas vers l'origine comme on l'admettait classiquement, mais qu'elle présentait un minimum vers

les temps courts. Cremer avait même proposé un nouveau critérium d'excitabilité, le quotient ampère-coulomb ou « temps réduit », constante qui était basée sur l'existence et la mesure de ce minimum.

Nous avons repris l'étude de cette courbe; et pour éviter les erreurs dues à la difficulté de canaliser exactement des ondes aussi brèves (de l'ordre de 1/1.000.000 de seconde), nous avons fait varier l'appareillage physique (condensateur à air, au mica, shuntés et non shuntés), et le matériel physiologique (sciatique de grenouille, pied d'Helix, manteau de Cardium, Pecten).

Pour éviter d'interpréter comme une droite un segment trop court d'une courbe complexe, nous avons tracé la courbe dans un domaine de temps toujours étendu.

Les résultats des nombreuses expériences que nous avons faites ont toujours été concordantes. Toutes les courbes obtenues avaient sensiblement la même forme; c'est-à-dire que la droite des quantités s'infléchit vers l'origine des temps, sans que jamais nous ayons pu observer de minimum.

Etude de la courbe de climalyse chez l'homme

Contrairement aux courbes publiées par Solandt et par Schriever, nous avons montré que la courbe de climalyse chez l'homme était régulièrement convexe vers le haut. Le plus souvent la courbe obtenue par excitation au point moteur présente une discontinuité. Nous avons donc recherché les courbes relatives à l'excitation sur le tendon puis sur le nerf. Le long

péronier latéral se prête bien à cette recherche. Les courbes de climalyse par excitation sur le nerf sciatique poplité externe, et celles sur le tendon du long péronier latéral ne présentent pas de discontinuité. De plus la courbe du nerf est moins inclinée que celle du muscle; de sorte que ces deux courbes peuvent se croiser. L'excitation au point moteur produit donc pour de faibles constantes de temps une excitation nerveuse pure; pour de plus fortes constantes de temps une excitation musculaire pure. La discontinuité de la courbe de climalyse représente donc la limite entre l'excitation nerveuse et l'excitation musculaire.

On peut donc dire qu'a priori l'excitation au point moteur chez l'homme n'est peut-être pas, malgré sa commodité en raison de la faiblesse des seuils observés, celle qui peut donner la précision maximum ; puisque, par ce procédé, nous déclenchons tantôt l'un, tantôt l'autre des deux processus d'excitabilité nerveuse et musculaire, dont les lois ne sont pas identiques.

III. — Observations cliniques de radiothérapie.
(12, 13)

Deux observations sur des cas relativement rares, nous ont permis de nous rendre compte une fois de plus que les doses léthales indiquées par les auteurs allemands, n'avaient nullement, dans la pratique radiothérapique, la rigueur qu'ils lui attribuaient.

Le premier malade était un enfant de un an qui présentait un sarcome vertébral extra-médullaire très

étendu. La tumeur disparut complètement avec une dose de 7.000 R Solomon donnés par trois portes d'entrée, avec la technique suivante:

Bobine.
Distance focale: 22 cm.
Etincelle équivalente: 25 cm.
Filtre: 0,5 mm. Cu et 2 cm. de carton ou de bois.
Dose: 600 R Solomon par séance.

Le second malade, une fillette de 13 ans et demi, présentait une tumeur surrénale tout à fait au début, qui avait provoqué chez elle des modifications des caractères sexuels secondaires, avec masculinisation rapide des traits; elle fut traitée par la même technique. Une dose de 4.800 R suffit pour faire disparaître les différents troubles; et le faciès reprit sa grâce féminine.

Nous nous sommes donc trouvés en présence de tumeurs malignes qui ont complètement rétrocédé à la suite de la radiothérapie, avec des doses qui furent relativement très faibles. L'intérêt de ces deux cas réside dans la disproportion entre les excellents résultats obtenus et les faibles moyens mis en œuvre pour les obtenir.

IV. — Revues générales.
(1, 6)

Les Rayons X en pédiatrie

Il s'agit là d'une revue générale des acquisitions de la radiologie dans le domaine de la pédiatrie.

A ce moment on discutait encore beaucoup sur l'in-

terprétation des ombres hilaires et sur les aspects radiologiques de l'adénopathie trachéo-bronchique.

De même les injections intra-trachéales de lipiodol n'avaient pas encore acquis droit de cité. Une riche floraison de publications concernant le système osseux chez l'enfant, établirent enfin les caractères radiologiques des différentes variétés de la syphilis congénitale des os, ainsi que les caractères différentiels de l'ostéochondrite vertébrale infantile et du mal de Pott, enfin de l'épiphysite vertébrale douloureuse des adolescents.

De nombreux essais étaient tentés d'application de la radiothérapie sur l'asthme bronchique, la coqueluche, la poliomyélite, les adénopathies trachéo-bronchiques. Les résultats ne laissaient pas prévoir que beaucoup de ces méthodes seraient si vite abandonnées.

L'appareillage en électro-diagnostic

C'est un exposé critique des solutions adoptées par les constructeurs d'appareils d'électro-diagnostic. Ceux-ci n'avaient pas encore fait profiter cette branche de leur industrie, des progrès récents de l'électrotechnique. J'indique dans cet article les meilleures solutions à adopter; notamment l'alimentation sur secteur alternatif avec redressement par diode, et filtrage par self et capacité; enfin, le réglage de l'intensité galvanique par diode à saturation, procédé qui permet d'éviter presque complètement les perturbations et les erreurs causées par la polarisation du corps humain.

V. — Ouvrages didactiques.
(3, 8)

Les bases physiques de la radiothérapie

La radiothérapie est une méthode trop complexe, trop dangereuse même, pour qu'on puisse l'appliquer sans en connaître les bases physiques. C'est pourquoi nous avons condensé en un petit volume qui n'a même pas cent pages l'essentiel de ce que le jeune médecin doit savoir avant d'aborder l'étude de la radiothérapie.

Sur les idées actuelles sur la constitution de la matière, j'ai été bref; la théorie de Bohr, la théorie des quanta étaient alors en incessants remaniements; et leur connaissance n'explique réellement les phénomènes d'émission et d'absorption sélectives, que si l'on pousse le développement mathématique dans un domaine où le médecin n'a que rarement la possibilité de se mouvoir.

Par contre, la notion d'isotopie parle très bien à l'esprit, et permet de saisir aisément la notion de nombre atomique, qui, seule nous intéresse dans le domaine des rayons X, alors que leurs études antérieures ont habitué les étudiants à surtout considérer le poids atomique.

Un rappel des généralités sur le passage du courant électrique, puis sur les définitions des phénomènes vibratoires, précède aussi l'étude de l'émission des rayons X.

Mais c'est surtout sur l'exposé des phénomènes

d'absorption et sur la question délicate des filtres, que je retiens l'attention du lecteur; notions que viennent constamment compliquer la découverte de nombreux « effets », et qu'il est pourtant indispensable de clarifier un peu.

Je me suis également étendu sur la mesure des rayons X par la méthode ionométrique, qui seule donne une unité de dose thérapeutique, et non une valeur de l'intensité globale du faisceau utilisé. Le radiochromomètre de Benoist est également décrit en détail, car son étude est une excellente gymnastique pour la compréhension des phénomènes d'absorption, donc de filtration.

L'ionisation et ses applications médicales.

Si les phénomènes du transport des ions dans une cuve à électrolyse donnent lieu à des développements considérables, les mêmes phénomènes se produisant dans un milieu hétérogène et complexe comme le corps humain, sont de nature très délicate à étudier. C'est pourquoi nous n'avons pas hésité à réserver près de la moitié de cet ouvrage à la seule étude des phénomènes physiques et physico-chimiques les plus importants qui entrent en jeu dans l'ionisation médicamenteuse.

Après l'exposé des expériences qui établiront la réalité de l'introduction électrolytique des ions dans l'organisme, nous abordons l'étude de l'électrolyse d'abord avec des ions simples, puis avec des ions complexes. Loi de Van't Hoff, loi d'Ostwald, mobilité, modifications de concentration au niveau des électro-

des, existence des électrolytes des ampholytes, point isoélectrique, sont des notions classiques qu'il était indispensable de rappeler.

Dans le corps humain, le transport ionique est complètement modifié par l'hétérogénéité des tissus rencontrés. Les membranes sont plus ou moins douées de perméabilité sélective; les potentiels de membrane, l'équilibre de Donnan, la diffusibilité des ions, leur hydratation, sont des éléments indispensables pour pouvoir se rendre compte de l'importance de la pénétration des ions dans l'organisme.

A la suite de cette étude physique, aussi ramassée que possible, se trouve un exposé des vertus thérapeutiques des différents ions utilisés dans l'ionisation médicamenteuse.

IMPRIMERIE VEUVE P. BERTHIER - DIJON